

# 数字成像进展与胸部摄影的临床应用

王骏 陈君坤

**【摘要】** 近年来,许多作者发表了数字胸部 X 线摄影的研究论文。结果:影像质量的测试在调制传递函数方面有所增加,便于提高判读速度和主观影像质量。图像存贮、图像后处理及连续采集系统更使解剖结构、生理功能、病理变化更清晰直观地显示。克服了曝光条件不易掌握,所致影像欠佳,利于质量控制。在每天常规胸部 X 线摄影的研究中,比较荧光图像照片和数字阴极射线管照片,作者发现两种成像技术在诊断结果上没有差异。但新型阴极射线管比标准阴极射线管的画面略显完美。总之,人们发觉数字成像与传统 X 线照片一样地好。而数字成像具有传输相应的诊断信息给其他观察者的能力。工作站与传统胶片和片盒竞争必然会遇到技术上的挑战。

**【关键词】** 数字成像 胸部 X 线摄影

数字 X 线摄影(Digital Radiography)分二种:一种是目前常用的数字点片成像(Digital Spot Imaging, DSI),属于数字荧光摄影(Digital Fluorography, DF);另一种是数字扫描 X 线摄影(Digital Scanned Projection Radiography),属于计算机 X 线摄影(Computed Radiography, CR)。常规 X 线摄影沿用胶片/增感屏系统,成像后由胶片记录,需暗室冲洗,需庞大的贮片室,且图像灰阶度分辨力低。所得信息不能作成像后处理,它一旦完成,则不再能根据医师需要进行改善图像质量的进一步处理,如果图像质量达不到诊断要求,只能请病员再检查一次。加之 X 线摄影需要的曝光剂量相对较大<sup>[1,2]</sup>,约为 DSI 一次点片 X 线辐射剂量的 10 倍,更谈不上贮存和传输。

数字荧光成像(Digital Fluorography)

## 1. 原理

数字荧光成像(DF)系应用区域线束的系统,有数字式荧光摄影(的)与数字式荧光透视(运动的)装置。X 线数字成像技术是将透过人体后的 X 线模拟影像信息,由 X 线影像增强器、高分辨的电视摄像管将输出信号借助于模/数(A/D)转换器加以数字化,即转换成能被电子计算机识别的一系列“0”和“1”组成的二进制数字影像信息。数字化的影像信息经计算机进行各种加工处理后,再经数/模(D/A)转换器转换成模拟影像信号,将其重新显示在视频终端(监视器)上,并可利用多幅照相机或激光照相机将图像摄于胶片上。

## 2. 应用

胸部诊断需要显示片状阴影及圆形和线形阴影的细节,显示球形病灶分辨力有 0.6 Lp/mm 就足够了,而个别学者指出:显示线形结构(例如 Kerley 线、气胸)分辨力至少需要 2.5 Lp/mm。一致的看法是,为使肺组织显像信息不受损失,分辨力至少需要 2.5 Lp/mm。因此,使用足够大的输入窗口(40~57cm)以显示全肺,并要达到所需求的分辨力是不可能的。对照研究表明:数字式影像增强摄影在显示细微线形结构(例如 Kerley 线)方面是不能充分满足的。数字式影像增强放射摄影优点之一是可有效地在透视监视下进行胸部点片摄影。一个更大的益处是可用于施行计算机分层照片。断层运动后可

直接得到断层照片。在此种情况下,层面校正(例如因病人运动)可不延误时间。再不必为监测曝光参数而作试验曝光。

计算 X 线成像(Computed Radiography)

## 1. 原理

DR 与 DF 突出的不同在于传感器不用影像增强器,而是用成像板(imaging plate, IP),激光和光电倍增管使影像转为数字信号。计算 X 线照相(CR)是使用涂有荧光物质板作为 X 线检测器的数字成像系统,它将 X 线胶片和增感屏用一块数字成像板代替,此板是在聚脂板上涂有厚约 300 $\mu$  的重金属卤族化合物微细结晶(也有用磷光体板检测器或硒),装于片匣内,以常规方式置于传统 X 线设备下曝光。使其能量在结晶体内以稳定状态储存。板自动取出后用激光束以 2510 $\times$ 2510 的像素矩阵(像素约 0.1mm 大小)扫描成像板,蓄积的能量按比例发生荧光,使储存在板中的潜影显现。由于 IP 能使照射的 X 线量和发光量有 1:1000 以上的直线相关,对 X 线量不足的部位也能照出高质量图像。IP 中存储的能量<sup>[2,3]</sup>由激光束扫描并将其转化为电信号后,以数字形式记录下来送入图像处理机。再将数字影像处理<sup>[1]</sup>,包括为获得具有曝光时限充分图像的谐调处理和高点、线对比的周波数处理。经过图像处理的电信号送入图像记录机,用激光束控制胶片记录形成最终图像。该系统自动操作,成像参数可预调,影像处理过程约需 3min。由此可见,CR 影像处理时间比 DF 长<sup>[4]</sup>。

## 2. 应用

新生儿 Cohen<sup>[5]</sup>认为:较传统法减少 25%~50% 的 mAs 或降低 5kVp,所获诊断信息与传统成像法相当,骨骼、软组织、气管内导管等影像则更佳。Merlo<sup>[6]</sup>对 72 例新生儿进行了 188 次检查,曝光条件:70kV,1mAs(体重超过 3kg 者改为 2mAs),与通常相比曝光量减少约 25%。他还将 CR 应用于新生儿监护病房(NICU),能从床边摄片中获得良好图像信息,且成像时间明显缩短。White<sup>[7]</sup>等应用 CR 技术作实验兔模型评估正常新生儿胸腔功能性余气量,结果表明 CR 能准确地估计新生儿肺功能性余气量。

儿童 上部气道 DR 可用移动式 X 线机进行,并能使鼻咽部、颈部与厚的胸部在一张侧位片上成像,这在普通侧位摄影由于厚度差别大而难于做到。可以显示气管的解剖性和生理

性狭窄。

成人 石橘忠司<sup>[4]</sup>报道:在胸部,显示与心影、膈肌重叠的病变,主动脉和纵隔的轮廓清晰,也易于显示气管、支气管、肺门血管和肺野血管。小田<sup>[8]</sup>报道 CR 胸片较普通 X 线更容易发现 5~20mm 结节性病灶。伊藤<sup>[9]</sup>结合 CR 处理前后的胸片能提高肺部微细间质病变检出率。

胸部体层 DR 可提高图像清晰度与对比度,用于胸部体层时,对发现早期周围型小肺癌甚为有效,还有利于发现气管旁及肺尖病灶。与普通 X 线相比,病灶内的支气管影和空洞以及病灶与周围胸膜、支气管、血管的结构关系显示更为清楚。甚至在对气管、支气管分叉的结构显示方面比 CT、支气管造影、普通体层为优,使体层摄影趋向 CR 化<sup>[8,9]</sup>。

## 监视器

### 1. 原理

数字胸部 X 线摄影系统由高频发生器、大屏幕影像增强器和电视摄像机组成。电视摄像机提供了 30Hz 1023 线的电视扫描。从电视摄像机来的信号经高分辨力数字仪数字化后,用空间分辨力 924×1024 线存贮,对比分辨力用 8 位二进制表达。DS1000 的影像通过影像处理的 3 种形式传递给微机:①由于在影像增强器和电视摄像机中信号放大超出影像区失真后影像修复;②对比和边缘增强;③在阴极射线管(Cathode Ray Tube)不同亮度上对对比度非线性感觉的补偿。

来自微机的数字影像用不同的特性传递给 CRT,传统的、模拟的、高分辨力的视频监视器,要求对计算机一个合适的影像发生器。帧频每秒 30 幅影像,作 60Hz 隔行显示,线数是 1023。线本身的厚度完全依赖于在标记图像区域线所采用的亮度低于最大亮度的线束强度(视频幅度)的结果。调整 CRT 的视频发生器和视频放大器,以便像素有一个 1:1 的高宽比。画面是 253×245mm,相当于显示 970×940 像素的尺寸。

新型 CRT 要求影像数据的数字传递,用以太网缆连接 CRT 采用 DEC 网协定传递 8 位二进制影像数据。帧率为每秒非隔行 60Hz 显示 60 幅影像,显示尺寸是 1024×1024 像素,1:1 的高宽比。线的厚度实际依赖于线束的强度且等于线间距离。画面区域是 254×254mm。在一定时间内没有激发显示自动变暗。像素的线性查找表为 0 到 255。

### 2. 结论

在 ROC 试验中用拟人胸部体模,2 种主要不同 1000 线 CRT 在仿真病理学的检验中,如:①在体模的纵隔上方设定一个大的不规则球形病灶(有机荧光玻璃制成 18mm 大小);②在体模的左上肺设定一个小的不规则球形病灶(有机荧光玻璃制成 6mm 大小);③在体模的右上肺设定模拟气胸结构(0.15mm 粗的铜线,长 4cm);没有显著性差异。新型 CRT 比传统 CRT 在画面舒适方面略完些。

## 结束语(Concluding Remarks)

X 线摄影使用的矩阵为 512×512~1024×1024,图像的空

间分辨率明显提高,得到的信息能作成像后处理,一幅原始图像质量并不太好的图像经过后处理后,可以变成一幅质量很高的图像,就是特别肥胖的病人也能得到优质的图像,从而提高了诊断价值。更可贵的是,图像后处理中窗宽、窗位的调节可将同一幅图像处理成不同灰阶度的图像,依据不同的诊断要求,提高兴趣区信息显示率,达到适合诊断要求为止。获得数据时间短,可快速实时成像,当一次造影结束,即可连续回放或单个重播。双视频输出,双重图像储存,可在两个监视器上同时分别显示实时图像和参考图像。不必象以往一样等暗室洗片后再来读片,决定造影成功与否,为医师与病员都节约了时间。由于曝光时间缩短,消除了器官活动的影响,因此病员基本上不必摒气,避免了摄片早因不能摒气引起的伪影及影像模糊。1s 拍摄几幅至几十幅图像,有利于瞬间捕捉病变,且有动感。数字减影的应用,使需要显示的结构能更清楚地显示,而消除了非此结构的背景影像。原先只应用于血管造影,现可扩大应用于其他造影。X 线摄影需要的曝光剂量小,且有自动冻结末帧图像功能。检查医师可选择最佳时机及时松开脚踏开关,即可冻结最后一幅图像,可反复研究分析解剖结构,缩短检查时间,还可减少病员及医护人员的辐射剂量。这对示教、讲座均有极大帮助。图像后处理中黑白反转、图像放大等技术,扩大了影像显示的途径。X 线摄影得到的信息被转换成数字形式,经计算机处理成像,可贮存和传输,还可用数字磁带机翻录,便于携带、会诊及交流。体积小,资料易保存,不需庞大的贮片室。当然,胸部数字 X 线成像在迅速、有效、费用最少地储存、加工处理、传送和显示影像数据等方面仍有尚待解决的问题<sup>[10]</sup>。

## 参考文献

- 1 蜂屋顺一. 辉尽性萤光体を用いた X 線撮影装置の性能評価[J]. 医学のあゆみ, 1983, 127: 1199.
- 2 高野正雄. 辉尽性萤光体を使った新しい computed radiography[J]. 日本临床, 1983, 41(7): 27.
- 3 东田善治. CR による低線量胸部 X 線撮影の検出能に関する研究[J]. 日本医学放射学会杂志, 1989, 49: 65.
- 4 石橘忠司. FCR の DSA への応用[J]. 日本医学放射学会杂志, 1985, 45: 1351.
- 5 Cohen MD, Long B, Cory DA, et al. Digital imaging of the newborn chest[J]. Clin Radiol, 1989, 40: 365-368.
- 6 Merlo L, Bighi S, Cervi PM, et al. Computed radiography in neonatal intensive care[J]. Pediatr Radiol, 1991, 21(2): 94-96.
- 7 White KS, Muelenaer AAJ, Beam CA, et al. Determination of functional residual capacity from digital radiographs of the normal neonatal chest: studies in a rabbit model[J]. AJR, 1991, 156(6): 1209-1214.
- 8 小田纯一. 胸部单纯撮影に於ける FCR の画像評価[J]. 日本医学放射学会杂志, 1990, 50: 1485.
- 9 伊藤广. FCR 直接撮影, 间接撮影による胸部小結核検出能の比較[J]. 肺癌, 1996, 26: 571.
- 10 Goodman LR, Wilson CR, Foley WD. Digital radiography of the chest: promises and problems[J]. AJR, 1988, 150: 1241-1252.

(1999-11-25 收稿)